

22.09.2004

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

REC'D 11 NOV 2004

WIPO

PCT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2004年 7月 9日

JP 04/14302

出 願 番 号
Application Number: 特願 2004-202956
[ST. 10/C]: [JP 2004-202956]

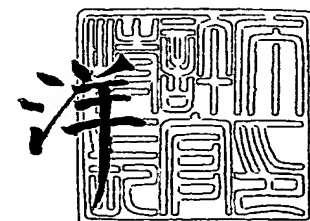
出 願 人
Applicant(s): 日本電信電話株式会社
学校法人北里学園

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

2004年10月29日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



BEST AVAILABLE COPY

【書類名】 特許願
【整理番号】 NTTH157476
【提出日】 平成16年 7月 9日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 5/00
G01B 11/00

【発明者】
【住所又は居所】 神奈川県相模原市北里 1-15-1 学校法人北里学園内
【氏名】 大林 康二

【発明者】
【住所又は居所】 神奈川県相模原市北里 1-15-1 学校法人北里学園内
【氏名】 清水 公也

【発明者】
【住所又は居所】 東京都千代田区大手町二丁目 3 番 1 号 日本電信電話株式会社内
【氏名】 宮澤 丈夫

【特許出願人】
【識別番号】 000004226
【氏名又は名称】 日本電信電話株式会社

【特許出願人】
【識別番号】 598041566
【氏名又は名称】 学校法人北里学園

【代理人】
【識別番号】 100078499
【弁理士】
【氏名又は名称】 光石 俊郎
【電話番号】 03-3583-7058

【選任した代理人】
【識別番号】 100102945
【弁理士】
【氏名又は名称】 田中 康幸
【電話番号】 03-3583-7058

【選任した代理人】
【識別番号】 100120673
【弁理士】
【氏名又は名称】 松元 洋
【電話番号】 03-3583-7058

【手数料の表示】
【予納台帳番号】 020318
【納付金額】 16,000円

【提出物件の目録】
【物件名】 特許請求の範囲 1
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1
【物件名】 委任状 1
【提出物件の特記事項】 手続補足書により提出
【包括委任状番号】 0309079

【書類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

波長を $0.9 \sim 5.0 \mu\text{m}$ の範囲内で離散的に切り替えできる
ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置。

【請求項 2】

請求項 1 において、

波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上であり、出射光の周波数幅が 13 GHz 以下であり、波数間隔が $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下であり、 $530 \mu\text{s}$ 以下の時間間隔で波数を離散的に切り替えできる

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 の歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置を可変波長光発生手段として光源に用いている

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 4】

請求項 3 において、

歯の偏光特性を測定する偏光特性測定手段を備えている

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 5】

請求項 4 において、

前記偏光特性測定手段が、

前記可変波長光発生手段から発生した光の偏光方向を制御して測定光と参照光とに分割する主分割手段と、

前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、

前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、

前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光を 2 以上の偏光方向成分に分離し、前記主分割手段で分割された前記参照光とそれぞれ合波する合波手段と、

合波された偏光方向の異なる信号の光の強度に基づいて、前記歯の偏光特性を求める演算制御手段と

を備えていることを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 6】

請求項 3 から請求項 5 のいずれかにおいて、

前記偏光特性測定手段が、

前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、

前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、

前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、

前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、

前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、前記歯の特性を求める演算制御手段と

を備えると共に、

前記演算制御手段が、異なる複数の波長領域の光を発生させるように前記可変波長光発生手段を制御すると共に、前記合波手段で合波された前記光の強度を各波長領域ごとに求めることにより前記歯の特性を求めるものである

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 7】

可変波長光発生手段と、

前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、

前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、
前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、
前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、

前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、前記歯の特性を求める演算制御手段と

を備えると共に、

前記演算制御手段が、異なる複数の波長領域の光を発生させるように前記可変波長光発生手段を制御すると共に、前記合波手段で合波された前記光の強度を各波長領域ごとに求めることにより前記歯の特性を求めるものである

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 8】

請求項 6 又は請求項 7 において、

前記演算制御手段が、前記合波手段で合波された前記光の強度を各波長領域ごとに求めることにより前記歯の光吸収係数を求め、当該光吸収係数に基づいて当該歯の特性を求めるものである

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 9】

請求項 8 において、

前記演算制御手段が、前記光吸収係数に基づいて、前記歯のエナメル質又は象牙質の組成物の単位体積当たりの存在量を求めるものである

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 10】

請求項 9 において、

前記演算制御手段が、前記光吸収係数に基づいて、さらに、前記歯のエナメル質又は象牙質の単位体積当たりの水分の存在量を求めるものである

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 11】

請求項 3 から請求項 10 のいずれかにおいて、

前記可変波長光発生手段が、可変波長半導体レーザ光発生装置である

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 12】

可変波長光発生手段と、

前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、

前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、

前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、

前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、

前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、前記歯の特性を求める演算制御手段と

を備えると共に、

前記可変波長光発生手段が、可変波長半導体レーザ光発生装置である

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 13】

請求項 7 又は請求項 12 において、

前記可変波長光発生手段が、1.2 ～ 5.0 μm の間の波長範囲の光を発生させるもの

である

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 14】

請求項 13 において、

前記可変波長光発生手段が、 $1.2 \sim 5.0 \mu\text{m}$ 以内で $1.3 \sim 1.6 \mu\text{m}$ よりも広い波長範囲の光を発生させるものである

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 15】

請求項 3 から請求項 14 のいずれかにおいて、

前記主分割手段と前記合波手段とが兼用された主分割・合波手段である

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 16】

請求項 3 から請求項 15 のいずれかにおいて、

前記測定光照射手段と前記信号光捕捉手段とが兼用された照射・捕捉手段である

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 17】

請求項 16 において、

前記照射・捕捉手段が、

可撓性を有すると共に少なくとも先端側で光透過性を有する外筒と、

前記外筒の内部に周方向に回転できるように配設されて先端側に前記測定光及び前記信号光の入出光窓を形成された可撓性を有する内筒と、

前記内筒の内部に配設されて、前記測定光及び前記信号光を案内する光ファイバと、

前記内筒の内部の先端側に設けられて前記光ファイバの先端側と当該内筒の前記入出光窓との間を光学的に連絡する連絡手段と

を有するプローブを備えている

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【請求項 18】

請求項 17 において、

前記プローブが、前記外筒の先端側に目視確認用の観察ミラーを有している

ことを特徴とする歯の光干渉トモグラフィー装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】歯の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置及び歯の光干渉トモグラフィ装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、歯の光干渉トモグラフィ用可変波長光発生装置及び歯の光干渉トモグラフィ装置に関し、歯の断層画像を得て、歯の特性を検査する虫歯検知装置に適用すると極めて有効なものである。

【背景技術】

【0002】

オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ法（以下「OCT法」という。）は、生体に対して無侵襲性を有すると共に高分解能を有することから、眼の網膜の断層撮影に利用されるだけでなく、網膜以外の他の器官の断層撮影にも適用が試みられており（例えば、下記非特許文献1等参照）、例えば、歯の特性を検知することが考えられている（例えば、下記非特許文献2等参照）。

【0003】

【特許文献1】特許第3471788号公報

【非特許文献1】陳 健培，「臨床応用へ向けた光コヒーレンストモグラフィによる顕微診断」，オプトロニクス，株式会社オプトロニクス社，平成14年7月10日，第247号，p.179-183

【非特許文献2】Edited by Brett E.Bouma et al., Handbook of Optical Coherence Tomography, (USA), Marcel Dekker Inc., 2002, p. 591-612

【非特許文献3】吉國 裕三，「波長可変レーザーの開発動向とそのシステム応用への期待」，応用物理，応用物理学会，2002年，第71巻，第11号，p.1362-1366

【非特許文献4】崔 東学 他，「SSG-DBRレーザを用いた高速・高分解能OFDR-OCT」，第28回光学シンポジウム講演予稿集，社団法人 応用物理学会 分科会 日本光学会，2003年6月19日，p.39-40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、前述したような従来のOCT法を利用したオプティカル・コヒーレンス・トモグラフ装置（以下「OCT装置」という。）では、光源として広帯域のブロードバンドが必要であり、このために、スーパーluminescentダイオードやファイバ増幅器の自然発光光源を用いるため、現状で入手可能な波長領域が $0.85\mu\text{m}$ から $1.31\mu\text{m}$ で行われていた（例えば非特許文献2のp594等参照）。しかし、より深い侵達距離を得るためには、より長い波長での測定が必要となる。そこで、容易に入手可能で、より長い波長領域で発光する光源と、その光源を用いてOCT計測を可能にする方法が必要とされていた。

【0005】

また、OCTの信号は、侵達度が深くなればなるほど弱くなり、より深い侵達距離で測定を可能にするためには、測定の感度がより高いOCTの方法を用いる必要があった。

【0006】

また、例えば、歯のエナメル質中の初期虫歯を検知しようとする、エナメル質を構成する微結晶（水酸化リン灰石）が複屈折率を有するため、偏光特性を測定できない装置を用いた断層像では不鮮明になることがあり、従来よりも長い波長領域においてより感度の高いOCT計測が可能であるとともに、偏光特性の測定も可能にする断層像撮像用のOCTである必要があった。

【0007】

また、従来のような強度の測定のみよりも、より正確な診断知見が得られる、構成物資

の組成比の測定も可能にする分光可能な OCT が必要とされていた。

【0008】

また、従来の OCT では、参照用ミラーを機械的に動かさなければならないため測定速度に制限があり、測定時間中に被測定対象の歯が動いてしまい、断層画像に歪み（アーティファクト）が生じる問題があった（例えば非特許文献 2 の p 596 等参照）。このため、上記の性能を実現できるとともに、より速い測定速度の向上も実現できる OCT の方法が必要とされていた。

【0009】

このようなことから、本発明は、高感度、高速で、組織組成の弁別性を可能にした歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置及び歯の光干渉トモグラフィー装置を提供することにより、微小な初期虫歯であっても、容易に検知することができる虫歯検知装置を提供し、歯の詳細な検査を可能にすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

前述した課題を解決するための、第一番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置は、波長が $0.9 \sim 5.0 \mu\text{m}$ の範囲内で、しかも波長が離散的に切り替え可能な手段を有する、すなわち、波長を $0.9 \sim 5.0 \mu\text{m}$ の範囲内で離散的に切り替えできることを特徴とする。

【0011】

第二番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置は、可変波長光発生手段の波長が $0.9 \sim 5.0 \mu\text{m}$ の範囲内で、波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上且つ出射光の周波数幅が 13 GHz 以下であって、 $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下の波数間隔且つ $530 \mu\text{s}$ 以下の時間間隔で波数を離散的に切り替え可能な手段を有する、すなわち、第一番目の発明において、波数の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2} \mu\text{m}^{-1}$ 以上であり、出射光の周波数幅が 13 GHz 以下であり、波数間隔が $3.1 \times 10^{-4} \mu\text{m}^{-1}$ 以下であり、 $530 \mu\text{s}$ 以下の時間間隔で波数を離散的に切り替えできることを特徴とする。

【0012】

第三番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、光源が、第一番目又は第二番目の発明の可変波長光発生装置である、すなわち、第一番目又は第二番目の発明の歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置を可変波長光発生手段として光源に用いていることを特徴とする。

【0013】

第四番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、光源が、第一番目又は第二番目の発明の可変波長光発生装置であって、歯の偏光特性を測る手段を有する、すなわち、第三番目の発明において、歯の偏光特性を測定する偏光特性測定手段を備えていることを特徴とする。

【0014】

第五番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第四番目の発明において、前記偏光特性測定手段が、前記可変波長光発生手段から発生した光の偏光方向を制御して測定光と参照光とに分割する主分割手段と、前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光を 2 以上の偏光方向成分に分離し、前記光分割手段で分割された前記参照光とそれぞれ合波する合波手段と、合波された偏光方向の異なる信号の光の強度に基づいて、前記歯の偏光特性を求める演算制御手段とを備えていることを特徴とする。

【0015】

第六番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第三番目から第五番目の発明のいずれかにおいて、前記偏光特性測定手段が、前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、前記主分割手段で分割された前記測定光を

口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、前記歯の特性を求める演算制御手段とを備えると共に、前記演算制御手段が、異なる複数の波長領域の光を発生させるように前記可変波長光発生手段を制御すると共に、前記合波手段で合波された前記光の強度を各波長領域ごとに求めることにより前記歯の特性を求めるものであることを特徴とする。

【0016】

第七番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、可変波長光発生手段と、前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、前記歯の特性を求める演算制御手段とを備えると共に、前記演算制御手段が、異なる複数の波長領域の光を発生させるように前記可変波長光発生手段を制御すると共に、前記合波手段で合波された前記光の強度を各波長領域ごとに求めることにより前記歯の特性を求めるものであることを特徴とする。

【0017】

第八番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第六番目又は第七番目の発明において、前記演算制御手段が、前記合波手段で合波された前記光の強度を各波長領域ごとに求めることにより前記歯の光吸収係数を求め、当該光吸収係数に基づいて当該歯の特性を求めるものであることを特徴とする。

【0018】

第九番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第八番目の発明において、前記演算制御手段が、前記光吸収係数に基づいて、前記歯のエナメル質又は象牙質の組成物の単位体積当たりの存在量を求めるものであることを特徴とする。

【0019】

第十番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第九番目の発明において、前記演算制御手段が、前記光吸収係数に基づいて、さらに、前記歯のエナメル質又は象牙質の単位体積当たりの水分の存在量を求めるものであることを特徴とする。

【0020】

第十一番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第三番目から第十番目の発明のいずれかにおいて、前記可変波長光発生手段が、可変波長半導体レーザ光発生装置であることを特徴とする。

【0021】

第十二番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、可変波長光発生手段と、前記可変波長光発生手段から発生した光を測定光と参照光とに分割する主分割手段と、前記主分割手段で分割された前記測定光を口腔内の歯に照射する測定光照射手段と、前記歯に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段と、前記信号光捕捉手段で捕捉された前記信号光と前記主分割手段で分割された前記参照光とを合波する合波手段と、前記可変波長光発生手段から発生させる前記光を目的とする波長領域となるように当該可変波長光発生手段を制御すると共に、当該可変波長光発生手段から発生させた光の波長領域及び前記合波手段で合波された光の強度に基づいて、前記歯の特性を求める演算制御手段とを備えると共に、前記可変波長光発生手段が、可変波長半導体レーザ光発生装置であることを特徴とする。

【0022】

第十三番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第七番目又は第十二番目の発明において、前記可変波長光発生手段が、 $1.2 \sim 5.0 \mu\text{m}$ の間の波長範囲の光を発生させるものであることを特徴とする。

【0023】

第十四番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第十三番目の発明において、前記可変波長光発生手段が、 $1.2 \sim 5.0 \mu\text{m}$ 以内で $1.3 \sim 1.6 \mu\text{m}$ よりも広い波長範囲の光を発生させるものであることを特徴とする。

【0024】

第十五番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第三番目から第十四番目の発明のいずれかにおいて、前記主分割手段と前記合波手段とが兼用された主分割・合波手段であることを特徴とする。

【0025】

第十六番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第三番目から第十五番目の発明のいずれかにおいて、前記測定光照射手段と前記信号光捕捉手段とが兼用された照射・捕捉手段であることを特徴とする。

【0026】

第十七番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第十六番目の発明において、前記照射・捕捉手段が、可撓性を有すると共に少なくとも先端側で光透過性を有する外筒と、前記外筒の内部に周方向に回転できるように配設されて先端側に前記測定光及び前記信号光の入出光窓を形成された可撓性を有する内筒と、前記内筒の内部に配設されて、前記測定光及び前記信号光を案内する光ファイバと、前記内筒の内部の先端側に設けられて前記光ファイバの先端側と当該内筒の前記入出光窓との間を光学的に連絡する連絡手段とを有するプローブを備えていることを特徴とする。

【0027】

第十八番目の発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、第十七番目の発明において、前記プローブが、前記外筒の先端側に目視確認用の観察ミラーを有していることを特徴とする。

【発明の効果】

【0028】

本発明に係る歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置及び歯の光干渉トモグラフィー装置によれば、より深い侵達距離を得るために必要とされる、従来よりも長い波長領域で発光する光源と、その光源を用いてOCT計測を可能にする装置が可能となり、さらに、測定の感度が上がるため、より深い侵達距離で測定を可能にできる。

【0029】

また、偏光特性の測定も可能になるOCT計測装置であることにより、例えば、エナメル質のように複屈折率を有する歯の組織でも、断層像を鮮明にすることができる。

また、分光可能なOCT装置であることによって構成物資の組成比の測定も可能になり、従来のような単に強度の測定のみのOCT装置よりも、より正確な診断知見が得られる。

また、従来のOCT装置よりも速い測定速度を実現したOCT装置であることにより、測定時間中に被測定対象の歯が動くことによる断層画像の歪み（アーティファクト）は減少させることができる。

【0030】

よって、本発明に係る虫歯検知装置によれば、微小な初期虫歯であっても、容易に検知することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

歯における散乱による光の吸収係数は、エナメル質では波長 632 nm で 60 cm^{-1} 、 1053 nm で 15 cm^{-1} であり、象牙質では 620 nm で 280 cm^{-1} 、 1053 nm で 260 cm^{-1} であることが報告されている（例えば非特許文献2のp593等参照）。

散乱による光の吸収係数を減少させるためには、長波長の方が有利である。図6にエナメル質と水の吸収係数の波長依存性を示す。エナメル質は、吸収係数が波長の増加とともに指数関数的に減少するので、長波長のほうが有利である。厚さ5mmの層を通してOCTの測定を可能とするためには、OCTの現状の感度である-120dBでは、吸収係数が 30 cm^{-1} 以下である必要がある。この基準で、5mmの厚さのエナメル質を透過して、象牙質の測定を可能とするためには、図6からわかるように、波長を $0.9\text{ }\mu\text{m}$ 以上とする必要がある。

【0032】

図6に水100%による光の吸収係数を示す。実際にはエナメル質中の水の組成比は1~2%であり、エナメル質の吸収の影響と比べるためには、図6の水の吸収のグラフを縦軸方法に100~50分の1に縮める必要がある。このように、歯の組織においては、水の吸収による影響は小さい。しかし、約 $1.45\text{ }\mu\text{m}$ に最初の吸収ピークが、約 $3\text{ }\mu\text{m}$ には水の強い吸収係数のピークがあり、虫歯に溜まった水を検出するためには、このピークを利用するのが有利である。しかし、更に小波長領域になるほど、熱雑音の影響が増すので、 $5\text{ }\mu\text{m}$ 以下の波長が望ましい。

【0033】

OCTには、OCDR（オプティカル・コヒーレンス・ドメイン・リフレクトメータ）法、FD（フリーケンシー・ドメイン）法、OFDR（オプティカル・フリーケンシー・ドメイン・リフレクトメータ）法の3つの方法が知られている。光の歯への照射強度が、生体の安全性から限界があるとき、OFDR法はOCDR法に比べ100から1000倍、FD法に比べ数十倍感度が良いことが知られおり、まず感度からOFDR法が最良の方法である。

【0034】

OCDR法及びFD法では、スペクトル幅の広い低コヒーレンス光源を用いるが、OFDR法では、レーザのようにスペクトル幅の狭い干渉性のよい高コヒーレンス光源を用い、発振波長を走査する可変波長光発生装置を用いて、OCT計測を行う（例えば、上記非特許文献4等参照）。このため、波長領域を分けてデータ解析を行うと、分光学的OCTが可能になるという利点もある（例えば、上記特許文献1等参照）。

【0035】

OFDR法の可変波長光発生手段としては、波長を連続的に変化させても、離散的に変化させてもよいが、一つのデータを取得する間に波長が変化しない離散的に波長が切り替え可能な光源の方が、特性の波長依存性が正確に決定できる。

【0036】

離散的に波長を変化させる可変波長光発生手段において、歯の断層像を得る分解能が少なくとも $80\text{ }\mu\text{m}$ 以上であるためには、波数（ $2\pi/\text{波長}$ ）の可変範囲の幅が $4.7 \times 10^{-2}\text{ }\mu\text{m}^{-1}$ 以上必要で、光の干渉性に基づく測定可能距離が 10 mm 以上であるためには、出射光の周波数幅が 13 GHz 以下でなければならず、OCT像の重なり合いが生じない距離が 10 mm 以上（片側 5 mm 以上）であるためには、波数間隔が $3.1 \times 10^{-4}\text{ }\mu\text{m}^{-1}$ 以下でなければならず、心拍など人体の動きの影響を少なくするためには、測定が高速でなければならず、波数の切り替え時間が $530\text{ }\mu\text{s}$ 以下が望ましい。

【0037】

ここで、波長を離散的に走査する場合には、図12（a）に示すように、波長を漸増させてもよいし、図12（b）に示すように、波長を漸減させてもよいし、図12（c）に示すように、波長を不規則に変化させてもよく、端的に言えば、測定時間内に所定の波長をすべて走査すればよい。なお、上記「所定の波長」は、波数でみたときに、等間隔に並んだ波数の集合であると好ましいが、必ずしもこれに限られるものではなく、例えば、断層画像の作成の際に演算処理を考慮することにより、波数間隔が一定でない波長の集合の場合であっても適用可能となる。

【0038】

なお、上記測定を行う光の波長領域としては、 $1.2\sim 5.0\text{ }\mu\text{m}$ であると、発光手段

及び受光手段を容易に入手できるので好ましく、特に、 $1.3 \sim 1.6 \mu\text{m}$ (よりよくは $1.35 \sim 1.6 \mu\text{m}$ 、さらには $1.4 \sim 1.6 \mu\text{m}$ 、最もよくは $1.5 \sim 1.6 \mu\text{m}$) であると、光通信用の発光手段及び受光手段を利用できるので非常に好ましい。言い換えれば、可変波長光発生手段の可変波長領域が、 $1.2 \sim 5.0 \mu\text{m}$ 以内で $1.3 \sim 1.6 \mu\text{m}$ よりも広いと好ましく、特に、 $1.3 \sim 1.6 \mu\text{m}$ 以内で $1.35 \sim 1.6 \mu\text{m}$ よりも広いと (よりよくは $1.35 \sim 1.6 \mu\text{m}$ 以内で $1.4 \sim 1.6 \mu\text{m}$ よりも広く、さらには $1.4 \sim 1.6 \mu\text{m}$ 以内で $1.5 \sim 1.6 \mu\text{m}$ よりも広く、最もよくは $1.5 \sim 1.6 \mu\text{m}$ 以内) 非常に好ましい。

【0039】

歯の検査装置の主な検査対象は、歯の構造が正常であるか、特に虫歯がないか、また、歯の治療をした場合、補填物など治療の状態は正常であるか、歯周病など歯茎の状態は正常であるかなどである。歯科の診断に用いられた場合、口腔内様々な部位の OCT 断層像も有用である。本発明は、主に歯を対象としているが、これらにも利用可能である。

【0040】

歯の構造は、一番外側がエナメル質、その内側に象牙質、さらに内側に歯髄がある。エナメル質は、構造上強い複屈折を示すことが知られており、円偏光の光を入射しても、散乱光が偏光する。従って、散乱光の偏光特性を測定することによって、エナメル質と象牙質の境界を明瞭に区別できる。また、歯の治療に伴う補填物は複屈折性が弱いので、偏光の測定によってエナメル質との境界が明瞭に判別できる。屈折率が波長に依存するように、この複屈折性は波長依存性を示すため、波長領域を分割して分光学的に解析できる OFDR-OCT が最適である。

【0041】

ここで、本発明に係る歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置及び歯の光干渉トモグラフィー装置の実施形態 (歯の偏光特性を測定する場合の一例) を図 10 に基づいて説明する。図 10 は、歯の光干渉トモグラフィー装置の概略構成図である。

【0042】

図 10 に示すように、可変波長光発生手段である可変波長光発生装置 11 から出射した光は、偏光板 200 によって直線偏光の方向が決定され、主分割手段であるビームスプリッター 201 によって試料光路と参照光路に光が分割される。

【0043】

試料光路の光 (測定光) は、波長板 202 によって円偏光にされ、可撓性を有するチューブ状の測定光照射手段であるプローブ 30 を通して、歯 100 に照射される。歯の内部からの反射光 (信号光) は、信号光捕捉手段でもあるプローブ 30 によって集められ、波長板 202 を通ってビームスプリッター 201 に戻る。ビームスプリッター 201 は、合波手段の役割もする。散乱光は、試料の複屈折の性質に依存し、偏光している。

【0044】

ビームスプリッター 201 で分割され参照光路に入った光 (参照光) は、減衰素子 203 と波長板 204 を通り、参照ミラー 205 で反射され、参照光路に戻され、ビームスプリッター 201 に入射し、信号光と合波される。減衰素子 203 の減衰率は、信号対雑音比が最適になるように設定される。波長板 204 は、ビームスプリッター 201 に戻る光が円偏光になるように設定される。

【0045】

偏光分離手段である偏光ビームスプリッター 206 は、ビームスプリッター 201 からの光を水平偏光成分と垂直偏光成分に分離する。水平偏光成分は光検出器 207 で検出され、鉛直偏光成分は光検出器 208 で検出され、それぞれ増幅されて A/D 変換され、演算制御手段である図示しないコンピュータに入力される。

【0046】

検出された水平偏光成分と垂直偏光成分の光の強度と互いの位相関係から、歯の偏光特性が、歯の内部の位置の関数として、コンピュータによって計算される。

【0047】

つまり、本実施形態に係る歯の光干渉トモグラフィー装置は、歯の偏光特性を測定する偏光特性測定手段を備え、前記偏光特性測定手段が、可変波長光発生手段（可変波長光発生装置 11）から発生した光の偏光方向を制御して測定光と参照光とに分割する主分割手段（ビームスプリッター 201）と、主分割手段（ビームスプリッター 201）で分割された測定光を口腔内の歯 100 に照射する測定光照射手段（プローブ 30）と、歯 100 に照射されて反射した信号光を捕捉する信号光捕捉手段（プローブ 30）と、信号光捕捉手段（プローブ 30）で捕捉された信号光と主分割手段（ビームスプリッター 201）で分割された参照光とを合波する合波手段（ビームスプリッター 201）と、合波手段（ビームスプリッター 201）で合波された光を 2 以上の偏光方向成分に分離する偏光分離手段（偏光ビームスプリッター 206）と、偏光ビームスプリッター 206 で分離された偏光方向の異なる光の強度に基づいて、歯 100 の偏光特性を求める演算制御手段（前記コンピュータ）とを備えているのである。

【0048】

また、本発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置及び歯の光干渉トモグラフィー装置の実施形態（反射強度によって虫歯を検知する場合の一例）を図 1、2 に基づいて説明する。図 1 は、歯の光干渉トモグラフィー装置である虫歯検知装置の概略構成図、図 2 は、図 1 のプローブの概略構成図である。

【0049】

図 1 に示すように、例えば、超周期構造回折格子分布反射半導体レーザー光発生装置（例えば非特許文献 3 等参照）等のような、波長を変化させながら光を出射させる可変波長光発生手段である可変波長光発生装置 11 の光出射口は、光を二分割（例えば 90 : 10）する方向性結合器等からなる第一のカプラ 12 の光受入口に光学的に接続している。

【0050】

前記第一のカプラ 12 の一方側（分割割合 90 % 側）の光送出口は、光を二分割（例えば 70 : 30）する方向性結合器等からなる主分割手段である第二のカプラ 13 の光受入口に光学的に接続している。この第二のカプラ 13 の光受入口には、測定光の照射位置を視認するための可視領域の光を出射する可視光源であるエイミング・ライト・ソース 14 の光出射口が光学的に接続されている。

【0051】

前記第二のカプラ 13 の一方側（分割割合 70 % 側）の光送出口は、オプティカルサーキュレータ 15 の光受入口に光学的に接続している。この第二のカプラ 13 の他方側（分割割合 30 % 側）の光送出口は、光を二分割（例えば 50 : 50）する方向性結合器等からなる合波手段である第三のカプラ 16 の光受入口に光学的に接続している。上記オプティカルサーキュレータ 15 は、上記第三のカプラ 16 の光受入口に光学的に接続すると共に、可撓性を有するチューブ状のプローブ 30 の基端側が接続している。このプローブ 30 は、図 2 に示すような構造となっている。

【0052】

図 2 に示すように、可撓性を有する樹脂等からなる外筒 31 は、少なくとも先端側が光透過性を有すると共に、先端側が閉塞している。外筒 31 の内部には、可撓性を有する樹脂等からなると共に閉塞した先端を有する内筒 32 が当該外筒 31 に対して周方向に摺動回転できるように差し込まれて支持されている。内筒 32 の内部には、可撓性を有する樹脂等からなる充填材 33 が充填されると共に、光ファイバ 34 が同軸をなすようにして配設支持されている。この光ファイバ 34 の基端側は、前記オプティカルサーキュレータ 15 に光学的に接続している。

【0053】

前記内筒 32 の先端側の周壁の一部には、入出光窓 32a が形成されている。内筒 32 の内部の先端側には、反射ミラー 35 が配設されている。内筒 31 の内部の前記光ファイバ 34 の先端と反射ミラー 35 との間には、集光結像用のレンズ等の光学系部材 36 が配設されている。前記外筒 31 の先端側外部には、目視確認用の観察ミラー 37 が配設されている。この観察ミラー 37 は、外筒 31 の先端側外周面に取り付けられたブラケット 3

8により固定支持されている。また、外筒31の外周面の先端側には、口腔内での支持や移動を容易にする図示しない移動支持具が取り付けられている。

【0054】

つまり、光ファイバ34の基端側から入射した測定光は、前記光学系部材36で細い平行ビームに成形された後、前記反射ミラー35を介して内筒32の前記入出光窓32aから前記外筒31を透過して出射し、歯100に照射されて反射（後方散乱）した信号光は、当該外筒31を透過して内筒32の入出光窓32aから内筒32の内部に入射し、反射ミラー35及び前記光学系部材36を介して光ファイバ34の先端側から内部に入り、前記オプティカルサーキュレータ15に入射するようになっているのである。なお、図2中、39はローテイトベアリングである。

【0055】

このような本実施形態においては、反射ミラー35、光学系部材36等により連絡手段を構成し、プローブ30、オプティカルサーキュレータ15等により測定光照射手段と信号光捕捉手段とを兼用する照射・捕捉手段を構成している。

【0056】

図1に示すように、前記第三のカプラ16の一方側及び他方側の光送出口は、光検出機能を有する第一の差動アンプ17の光受入口に光学的に接続している。第一の差動アンプ17のLog出力部は、入力された信号強度の変動を補正演算する第二の差動アンプ18のLog入力部に電氣的に接続している。

【0057】

他方、前記第一のカプラ12の他方側（分割割合10%側）の光送出口は、光検出器19の光受入口に光学的に接続している。光検出器19の出力部は、Logアンプ20の入力部に電氣的に接続している。Logアンプ20のLog出力部は、前記第二の差動アンプ18のLog入力部に電氣的に接続している。

【0058】

前記第二の差動アンプ18の出力部は、コヒーレント干渉波形、すなわち、後方散乱強度分布を合成する（例えば非特許文献4等参照）演算制御装置21の入力部に図示しないアナログ／デジタル変換機を介して電氣的に接続している。演算制御装置21の出力部は、演算結果を表示するモニタやプリンタ等の表示装置22の入力部に電氣的に接続している。この演算制御装置21は、入力された情報に基づいて前記可変波長光発生装置11を制御することができるようになっている。

【0059】

このような第一の差動アンプ17、第二の差動アンプ18、光検出器19、Logアンプ20、演算制御装置21、表示装置22等により、本実施形態では演算制御手段を構成している。

【0060】

次に、このような本実施形態に係る歯の光干渉トモグラフィー装置である虫歯検知装置を使用する歯の検査方法（虫歯検知方法）を説明する。

【0061】

前記プローブ30の先端側を人の口腔内に挿入して、当該プローブ30を口腔内の所定箇所前記移動支持具を用いて位置決め支持し、前記演算制御装置21を作動させることにより、前記可変波長光発生装置11から目的とする波長領域の測定用の光（波長可変範囲：1500～1550nm、スペクトル周波数幅：10MHz以下、走査波数（Aスキャン数）：400）を発生させると共に、エイミング・ライト・ソース14から視認用の光を出射する。

【0062】

前記可変波長光発生装置11から発生した光は、第一のカプラ12で二分割（90：10）される。第一のカプラ12で二分割された一方側（90%側）の光は、第二のカプラ13で二分割（70：30）される。また、第一のカプラ12で二分割された他方側（10%側）の光（補正光）は、光検出器19に送られる。

【0063】

第二のカプラ13で二分割された一方側（70%側）の光（測定光）は、前記視認光と共にオプティカルサーキュレータ15を介して前記プローブ30の光ファイバ34内を通行し、前述したようにしてプローブ30の先端側から出射することにより、歯100に照射される。

【0064】

このとき、プローブ30は、可撓性を有すると共に、外筒31に対して内筒32を周方向に摺動回転させることができると共に、上記測定光と併せて視認光が出射されるので、当該測定光を口腔内の目的とする位置の歯100に照射することが容易にできる。

【0065】

前記歯100に照射されて反射（後方散乱）した光（信号光）は、前述したようにプローブ30内に再び入射し、前記オプティカルサーキュレータ15を介して第三のカプラ16に送られる。また、前記第二のカプラ13で二分割された他方側（30%側）の光（参照光）は、上記第三のカプラ16に送られて上記信号光と合波される。

【0066】

前記第三のカプラ16で合波された光は、第一の差動アンプ17に送られる。第一の差動アンプ17は、Log出力信号を第二の差動アンプ18に出力する。また、前記光検出器19は、前記第一のカプラ12で二分割された他方側（10%側）の光（補正光）を電気信号に変換して、Logアンプ20に出力する。このLogアンプ20は、Log出力信号を上記第二の差動アンプ18に出力する。第二の差動アンプ18は、入力強度の補正演算を行った後、その情報信号を前記アナログ／デジタル変換機に出力する。

【0067】

前記アナログ／デジタル変換機は、入力された情報信号をデジタル信号に変換して、前記演算制御装置21に出力する。演算制御装置21は、入力された各種情報に基づいて演算処理を行い、コヒーレンス干渉波形、すなわち、前記信号光の強度を求め、当該強度等に基づいて当該歯100の特性を求め（詳細は後述する）、その結果を表示装置22に表示させる。

【0068】

このようにして求められた歯100の特性データにより、初期虫歯等の検知を可能とする歯の特性を求めることができる。

【0069】

ここで、上述したような歯の光干渉トモグラフィー装置を用いた歯の測定結果の一例を図11に示す。この測定では、図1における、光検出器19、Logアンプ20、第二の差動アンプ18を使用せず、第一の差動アンプ17を演算制御装置21に直接接続して当該差動アンプ17の比例出力を直接入力するようにした。可変波長光発生装置11には、波長範囲が1530～1570nm、波長間隔が0.1nm、波長走査速度が0.1nm/10μsの超周期構造回折格子分布反射半導体レーザ光発生装置を用いた。

【0070】

試料には、抜歯した犬歯を用いた。その写真を図11（P）に示す。図11において、（A）～（E）は、写真（P）に示した線（a）～（e）に沿ったそれぞれの断面のOCT画像である。

【0071】

（A）に示すように、侵達度は光学距離で4mmほどである。先端部分に行くに従って、表面のエナメル質の中の象牙質が観測可能になる。（B）では、エナメル質が厚く、象牙質がはっきりとは見えていない。（C）、（D）、（E）と先端に行くに従って、エナメル質の内部の象牙質がよりはっきりと見えるようになる。また、（D）、（E）では、内部の象牙質の信号の方が、表面のエナメル質の信号より強く観測されている。これは、象牙質の方が、エナメル質より散乱能が強いことに対応している。

【0072】

（C）と（D）では、真ん中ほどに、エナメル質の途中から、象牙質を貫く亀裂が観測

されている。この亀裂は、表面では観測されていない。このように、OCTによれば、表面に現れない内部の病変を観測することができる。

【0073】

ここで、この原理等をより詳細に説明する。

【0074】

歯100の最外部を形成するエナメル質は、ヒトの体内で最も硬い部分であり、重量比で、無機質約96%、有機質約2%、水約2%の割合の組成物である。この無機質部分が、虫歯菌の生成する酸で繰り返し侵されることにより（脱灰）、最終的に虫歯となる。初期虫歯は、図3に示すように、歯100のエナメル質101の表面101aに生成せず、エナメル質101の内部101bに小さなピット102として形成される。

【0075】

健康な歯100のエナメル質101は、その組成物中の水分含有量が上述のように非常に少ないが、上述したようなピット102を有する初期虫歯の歯100のエナメル質101は、口腔内の唾液が上記ピット102内に侵入するため、単位体積当たりの水分量が多くなる。

【0076】

そこで、本実施形態においては、歯100のエナメル質101の組成物と水分との単位体積当たりの存在量の割合を求めることにより、初期虫歯等の歯100の特性を容易に検知できるようにしたのである。

【0077】

ところで、OCT法のなかでも可変波長光を光源としたオプティカル・フリーケンシー・ドメイン・リフレクトメトリ法（以下「OFDR法」という。）を適用したOFDR-OCT装置は、生体の断層像の撮影と同時に、生体の光吸収係数の波長依存性も測定することができ、例えば、生体の酸素飽和度の測定に利用することが提案されている（例えば特許文献1等参照）。

【0078】

このような従来のOFDR-OCT装置においては、骨を含むほとんどの人体組織で数十%もの高い割合を占めている水が赤外光を強く吸収してしまうことから、測定に近赤外光を使用することを避けて、生体の窓といわれている650～1100nmの波長領域の光を利用するようにしている。

【0079】

これに対し、本実施形態においては、水をほとんど含まないという歯100のエナメル質101の他の人体組織と大きく異なる特性に着目し、歯100のエナメル質101の組成物に対して吸収されることなく水に対して吸収されるという、従来のOFDR-OCT装置で利用されることのなかった1.2μm以上の波長領域の光を使用することにより、歯100のエナメル質101の組成物と水分との単位体積当たりの存在量の割合から当該歯100の特性（ピット102の存在の有無及びその位置）を求めるようにしたのである。

【0080】

次に、歯100のエナメル質101の信号光強度分布及び光吸収係数分布並びに単位体積当たりの組成物と水分との存在量分布の算出方法をより具体的に説明する。

【0081】

図4は、微小領域における光吸収係数の測定原理の説明図である。図4において、中心波長をλとする一定範囲波長の測定光 L_m が、歯100の厚さ方向（奥行き方向）としてZ軸方向に沿って入射した場合を考える。OCT法では、入射した測定光 L_m の光軸に沿って反射（後方散乱）した信号光 L_s をZ軸方向で十数μmの分解能で測定することができる。

【0082】

図4に示すように、入射した測定光 L_m の光軸（Z軸）に沿ったある位置を z_1 とし、当該位置 z_1 からわずかな距離 Δz （例えば数十μm程度）だけ異なる位置を z_2 とする

。なお、上記位置 z_1 , z_2 においては、光の散乱能が等しく、光の減衰が光の吸収のみによって生じるものとする。

【0083】

前記位置 z_1 , z_2 間の微小な領域の光吸収係数を、位置 z_1 及び測定光 L_m の中心波長 λ の関数として $\mu(z_1, \lambda)$ で表わすと、位置 z_1 で反射（後方散乱）した信号光 L_{s1} の強度 $I(z_1)$ （OCT 信号の強度）と、位置 z_2 で反射（後方散乱）した信号光 L_{s2} の強度 $I(z_2)$ との比は、光吸収のベア・ランバートの法則により、下記の式（1）で表わすことができる。

【0084】

$$I(z_1) / I(z_2) = \exp [2 \cdot \mu(z_1, \lambda) \cdot \Delta z] \quad (1)$$

【0085】

なお、上記式（1）における係数 2 は、入射する測定光 L_m 及び反射（後方散乱）する信号光 L_{s1} , L_{s2} の両者を考慮するための値である。この式（1）に基づき、中心波長 λ の測定光 L_m における位置 z_1 , z_2 間の光吸収係数 $\mu(z_1, \lambda)$ が求められる。

【0086】

ここで、歯 100 のエナメル質 101 の組成物と水分との単位体積当たりの存在割合の分布を求めるにあたって、異なる複数の波長領域での光吸収係数の分布を計測すると非常に好ましい。測定光 L_m の中心波長 λ の種類は、多いほど、決定できるパラメータの数が増加し、精度を上げることができる。しかしながら、本実施形態では、説明の便宜上、異なる二種類の中心波長 λ_1 , λ_2 の各波長領域の測定光 L_{m1} , L_{m2} を用いている。

【0087】

具体的には、前記可変波長光発生装置 11 から発生可能な測定光 L_m の可変波長領域（1500～1550 nm）を第一の波長領域（1500～1525 nm）と第二の波長領域（1525～1550 nm）との二つに分割して、図 5 に示すように、歯 100 の厚さ方向（奥行き方向）の位置における、第一の波長領域の測定光 L_{m1} に対する信号光 L_{s1} の強度（実線）と、第二の波長領域の測定光 L_{m2} に対する信号光 L_{s2} の強度（点線）とをそれぞれ求めるようにしたのである。

【0088】

そして、信号光 L_{s1} , L_{s2} の強度の分布から各波長領域毎の光吸収係数の分布をそれぞれ求め、当該光吸収係数の分布から、歯 100 のエナメル質 101 の組成物と水分との単位体積当たりの存在量の割合の分布を求めるのである。

【0089】

つまり、従来の OFDR-OCT 装置では、前記可変波長光発生装置 11 から発生可能な可変波長領域全体にわたって測定光 L_m を出射して、当該測定光 L_m の反射光（後方散乱光）の強度から光吸収係数を求めていたが、本実施形態では、前記可変波長光発生装置 11 から発生可能な可変波長領域を互いに異なる中心波長 λ_1 , λ_2 ... の波長領域の複数の測定光 L_{m1} , L_{m2} ... をそれぞれ出射して、これら各測定光 L_{m1} , L_{m2} ... の各反射光（後方散乱光）である信号光の強度から光吸収係数をそれぞれ求めるようにしたのである。

【0090】

図 6 は、エナメル質 101 及び水の測定光 L_m の中心波長 λ と光吸収係数との関係を表わすグラフである。図 6 からわかるように、エナメル質 101 と水とでは、光吸収係数が波長で大きく異なっている。

【0091】

例えば、第一の測定光 L_{m1} の中心波長 λ_1 を 1512.5 nm とし、第二の測定光 L_{m2} の中心波長 λ_2 を 1537.5 nm とすると、エナメル質 101 の光吸収係数は、第一、第二の測定光 L_{m1} , L_{m2} においてほぼ同じ値（ 3.8 cm^{-1} ）を示すのに対し、水の光吸収係数は、第一の測定光 L_{m1} （中心波長 λ_1 ）の方が第二の測定光 L_{m2} （中心波長 λ_2 ）よりも大きい値を示すようになる。

【0092】

ここで、前記位置 $z1$ におけるエナメル質101の組成物の存在割合（濃度）を $C_E(z1)$ とし、前記位置 $z1$ における水分の存在割合（濃度）を $C_{H2O}(z1)$ とすると、これらの値は、以下の式（2）、（3）から求めることができる。

【0093】

$$\mu_{H2O}(\lambda 1) \cdot C_{H2O}(z1) + \mu_E(\lambda 1) \cdot C_E(z1) = \mu(z1, \lambda 1) \quad (2)$$

$$\mu_{H2O}(\lambda 2) \cdot C_{H2O}(z1) + \mu_E(\lambda 2) \cdot C_E(z1) = \mu(z1, \lambda 2) \quad (3)$$

【0094】

なお、 $\mu_{H2O}(\lambda 1)$ は、中心波長 $\lambda 1$ の第一の測定光 $Lm1$ の水の光吸収係数、 $\mu_{H2O}(\lambda 2)$ は、中心波長 $\lambda 2$ の第二の測定光 $Lm2$ の水の光吸収係数、 $\mu_E(\lambda 1)$ は、中心波長 $\lambda 1$ の第一の測定光 $Lm1$ のエナメル質組成物の光吸収係数、 $\mu_E(\lambda 2)$ は、中心波長 $\lambda 2$ の第二の測定光 $Lm2$ のエナメル質組成物の光吸収係数であり、これら値は、図6のグラフから求めることができる。

【0095】

また、 $\mu(z1, \lambda 1)$ は、位置 $z1$ における中心波長 $\lambda 1$ の第一の測定光 $Lm1$ の光吸収係数、 $\mu(z1, \lambda 2)$ は、位置 $z1$ における中心波長 $\lambda 2$ の第二の測定光 $Lm2$ の光吸収係数であり、これら値は、実測によって求められる。

【0096】

このようにして位置 $z1$ と当該位置 $z1$ から Δz （数十 μm 程度）離れた位置 $z2$ との間の狭い領域内での中心波長 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ の第一、第二の測定光 $Lm1$ 、 $Lm2$ の反射光（後方散乱光）の強度、すなわち、信号光 $Ls1$ 、 $Ls2$ の強度に基づいて、当該間での各光吸収係数をそれぞれ求めることにより、エナメル質101の組成物と水分との単位体積当たりの存在量の割合を求めることができる。

【0097】

このとき、前述したように、健康な歯100のエナメル質101の組成物中にわずかではあるが水分が存在しているため（約2%）、上述したようにして求められる水分の存在量の割合は、エナメル質101の組成物中の水分を含んだ測定結果となるものの、実質的な問題を生じることはない。

【0098】

上述したようにして求めた歯100の厚さ方向（奥行き方向）でのエナメル質101の組成物と水分との存在量の割合の分布を図7に示す。図7からわかるように、水分の存在量の割合が高い位置（約1）がピット102の存在する箇所となる。なお、歯100やピット102の表面（界面）部分Sにおいては、フレネル反射によって生じる強い反射光（後方散乱光）が生じてしまい、光吸収係数の測定誤差が非常に大きくなってしまうため、上記割合の算出を省略している。

【0099】

このように、本実施形態においては、水分の少ない歯100のエナメル質101に形成されるピット102の内部に唾液等のような水を主成分とする液体が浸入するという現象に着目して、上述したようにしてエナメル質101の組成物と水分との存在量の割合の分布を求めることにより、上記ピット102の存在の有無及びその大きさや位置等の歯100の特性を明瞭に把握するようにしたのである。

【0100】

そして、入射する測定光 Lm を走査（Bスキャン）して、二次元測定を行う、具体的には、例えば、前記プローブ30の外筒31に対して内筒32を周方向に摺動回転させて測定光 Lm を歯100の表面に沿って直線的に移動させることにより、ピット102の断層像を得ることができ、さらに、走査位置を少しずつずらしながら二次元計測を繰り返し、得られた二次元像を並列表示することにより、ピット102の三次元的（立体的）な断層像を得ることができ、ピット102の存在の有無及びその大きさや位置等の歯100の特性をより明瞭に把握することができる。

【0101】

なお、歯100のエナメル質101にピット102が形成される前の脱灰進行状態の場合

合においても、エナメル質101から無機質成分が溶け出して、エナメル質101に微視的な間隙が生成することにより、当該間隙に水が分子レベルで浸入して、エナメル質101の単位体積当たりの水分量が高くなるため、上述の場合と同様に上記間隙を検知することができる。

【0102】

また、1.2 μm よりも短い波長領域の測定光を用いることにより、歯100のエナメル質101の単位体積当たりの水分量を求めることなく当該エナメル質101の組成物の単位体積当たりの存在量のみに基づいて当該歯100の特性を求めることも可能ではあるが、正確性に難点があり、あまり好ましくはない。

【0103】

また、図7に示したような、歯100のエナメル質101の組成物と水分との単位体積当たりの存在量の割合を求めずに、図5に示したような、各波長領域毎の信号光の強度に基づいて歯100の特性を直接的に求めることにより、簡易に検知を行うことも可能である。このような簡易な検知の場合には、上述したBスキャンを行って、断層像化したデータを得ることが特に望まれる。

【0104】

ところで、眼の網膜等の断層撮影を行う際に、測定光の強度が強いと眼等に悪影響を与える可能性があることから、通常のOCT法であるオプティカル・コヒーレンス・ドメイン・リフレクトメトリ法（以下「OCDR法」という。）を適用するOCDR-OCT装置においては、光ファイバとの光結合効率が悪く、測定光として十分な強度を得ることができずに、S/N比の改善を図ることが難しい発光ダイオードの一種であるスーパー・ルミネッセント・ダイオード（以下「SLD」という。）を光源に用いていても、問題を生じることはない。

【0105】

これに対し、本実施形態では、光ファイバ31との光結合効率が高く、十分な強度の測定光によりS/N比を向上できる半導体レーザ光発生装置である可変波長光発生装置11を測定光の光源に用いていることから、可変波長光発生装置11から発生させる測定光の強度を十分に高めてS/N比を向上させれば、異なる複数の波長領域の測定光を用いなくとも、初期虫歯等の歯100の特性を検知すること自体は可能となる。しかしながら、先に説明したような異なる複数の波長領域の測定光を用いない場合には、正確性に難点を生じてしまい、あまり好ましくはない。

【0106】

また、本実施形態においては、歯100による測定光 L_m の吸収が支配的であり、反射散乱による信号光 L_s の減衰が無視でき、後方散乱能がすべての位置で同一であると仮定し、互いに異なる二種類の中心波長 λ_1 , λ_2 の波長領域の測定光 L_{m1} , L_{m2} を用いて歯100の特性を求める場合について説明したが、例えば、歯100のエナメル質101の組成物及び水分以外の因子による測定光 L_m の吸収量が無視できない場合や、反射散乱による信号光 L_s の減衰が無視できない場合や、後方散乱能が位置によって異なってしまう場合等においては、互いに異なる中心波長 λ の波長領域の測定光 L_m の数を適宜増加させることにより、決定すべきパラメータの増加数に対応すればよい。

【0107】

また、本実施形態では、オプティカルサーキュレータ15を利用してマッハツェンダ型の干渉計を構築することにより、第二のカブラ13と第三のカブラ16とを用いるようにしたが、マイケルソン型の干渉計を構築することにより、主分割手段と合波手段とを兼用した主分割・合波手段を適用することも可能である。

【0108】

また、本実施形態では、オプティカルサーキュレータ15を適用したが、例えば、オプティカルサーキュレータ15が可視光で動作しない場合には、当該オプティカルサーキュレータ15に代えて、例えば、図8に示すように、カブラ25を適用することも可能である。

【0109】

また、本実施形態では、オプティカルサーキュレータ15を用いることにより、測定光の出射案内と信号光の入射案内とを同一の光ファイバ34で実施できるプローブ30を適用するようにしたが、例えば、オプティカルサーキュレータ15を省略して、図9に示すように、内筒36の内部に二本の光ファイバ34A、34Bを並列に設けて、一方の光ファイバ34Aで測定光の出射を案内し、他方の光ファイバ34Bで信号光の入射を案内するようにしたプローブ30を適用することも可能である。

【0110】

なお、このとき、光ファイバ34A、34Bは、互いの光軸がわずかにずれて、出射する測定光と入射する信号光との光軸に差異を生じてしまうものの、実用上、特に不都合を生じることはない。

【産業上の利用可能性】

【0111】

本発明に係る歯の光干渉トモグラフィー用可変波長光発生装置及び歯の光干渉トモグラフィー装置は、これを生産することによって精密機器等の製造業において利用されるものである。

【図面の簡単な説明】

【0112】

【図1】本発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置の実施形態（反射強度によって虫歯を検知する場合の一例）の概略構成図である。

【図2】図1のプローブの概略構成図である。

【図3】初期虫歯の説明図である。

【図4】微小領域における光吸収係数の測定原理の説明図である。

【図5】歯の厚さ方向（奥行き方向）の位置と信号光強度との関係を表わすグラフである。

【図6】エナメル質及び水の測定光の中心波長と光吸収係数との関係を表わすグラフである。

【図7】歯の厚さ方向（奥行き方向）でのエナメル質の組成物と水分との存在量の割合の分布を表わすグラフである。

【図8】本発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置の他の実施形態の概略構成図である。

【図9】本発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置の他の実施形態のプローブの概略構成図である。

【図10】本発明に係る歯の光干渉トモグラフィー装置の実施形態（歯の偏光特性を測定する場合の一例）の概略構成図である。

【図11】抜歯した人の犬歯のOFDR-OCT画像である。

【図12】可変波長光発生装置から出射する光の波長の走査方法の説明図である。

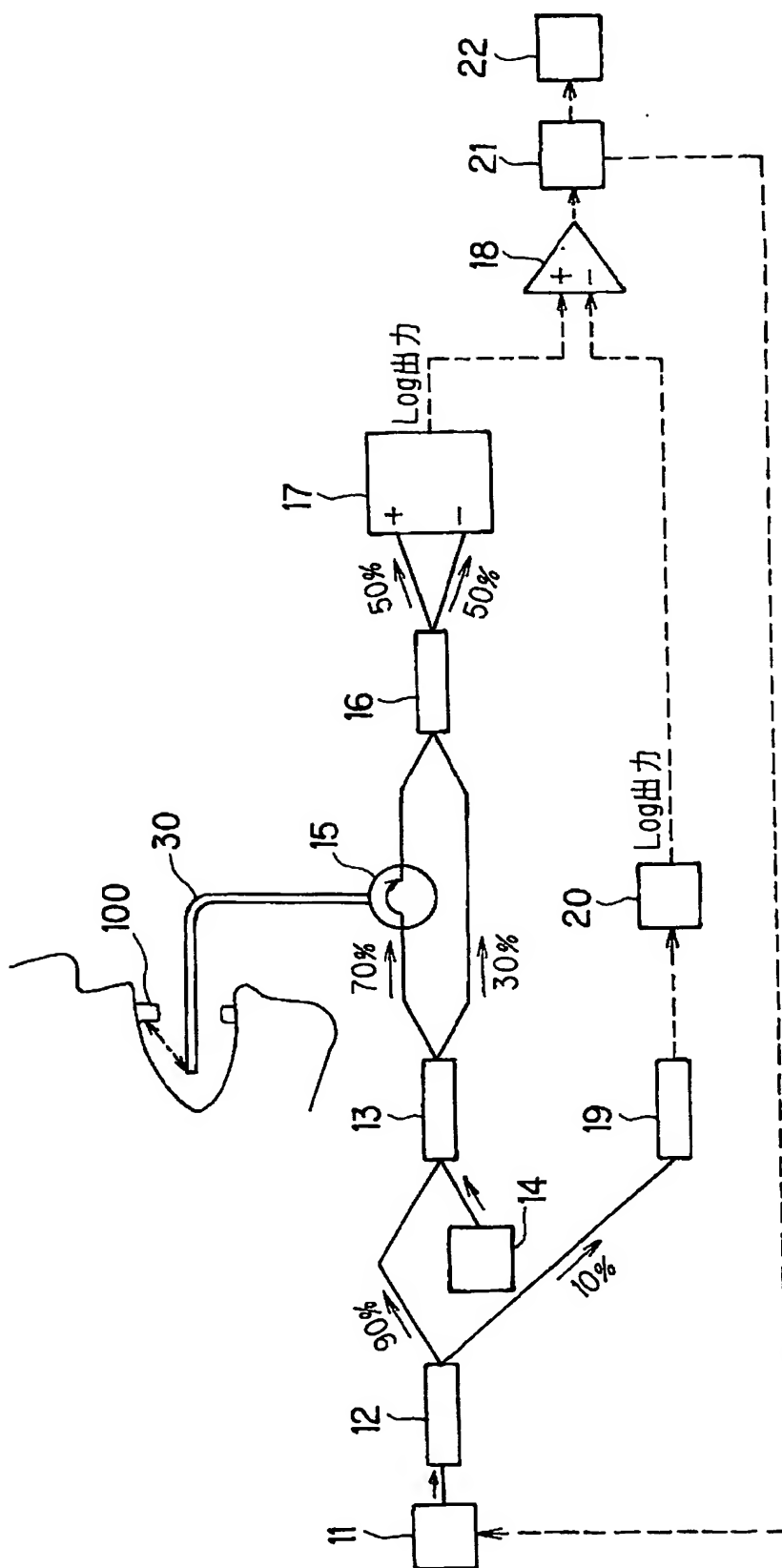
【符号の説明】

【0113】

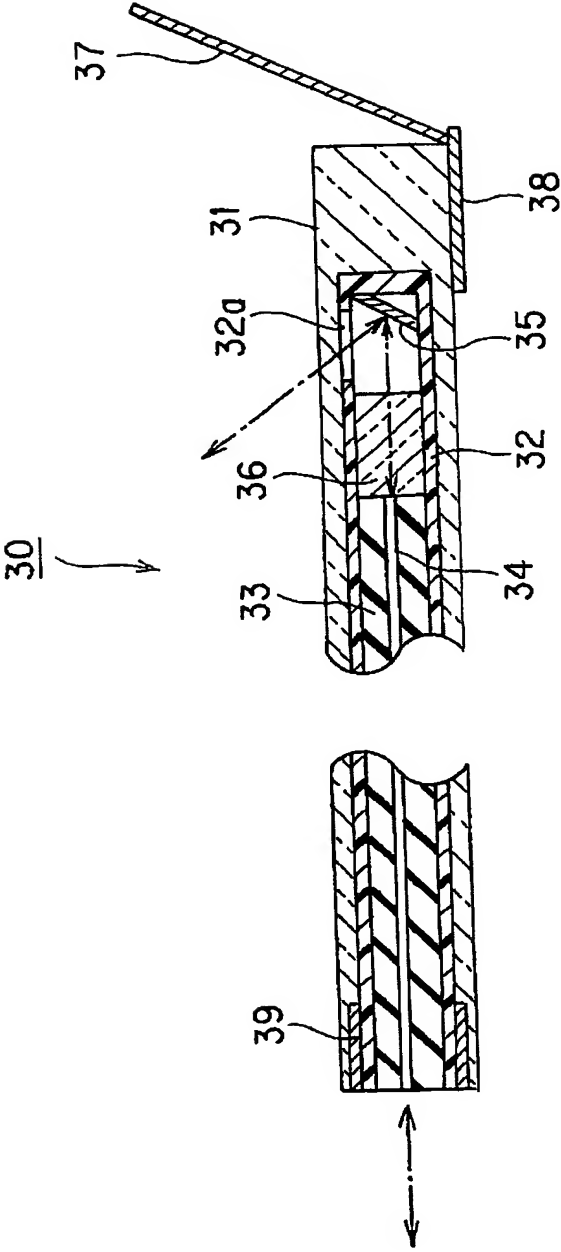
- 11 可変波長光発生装置
- 12 第一のカプラ
- 13 第二のカプラ
- 14 エイミング・ライト・ソース
- 15 オプティカルサーキュレータ
- 16 第三のカプラ
- 17 第一の差動アンプ
- 18 第二の差動アンプ
- 19 光検出器
- 20 Logアンプ
- 21 演算制御装置

- 22 表示装置
- 25 カプラ
- 30 プロープ
- 31 外筒
- 32 内筒
- 33 充填材
- 34, 34A, 34B 光ファイバ
- 35 反射ミラー
- 36 光学系部材
- 37 観察ミラー
- 38 ブラケット
- 39 ローテイトベアリング
- 100 歯
- 101 エナメル質
- 101a 表面
- 101b 内部
- 102 ピット
- 200 偏光板
- 201 ビームスプリッター
- 202 波長板
- 203 減衰素子
- 204 波長板
- 205 参照ミラー
- 206 偏光ビームスプリッター
- 207 光検出器
- 208 光検出器

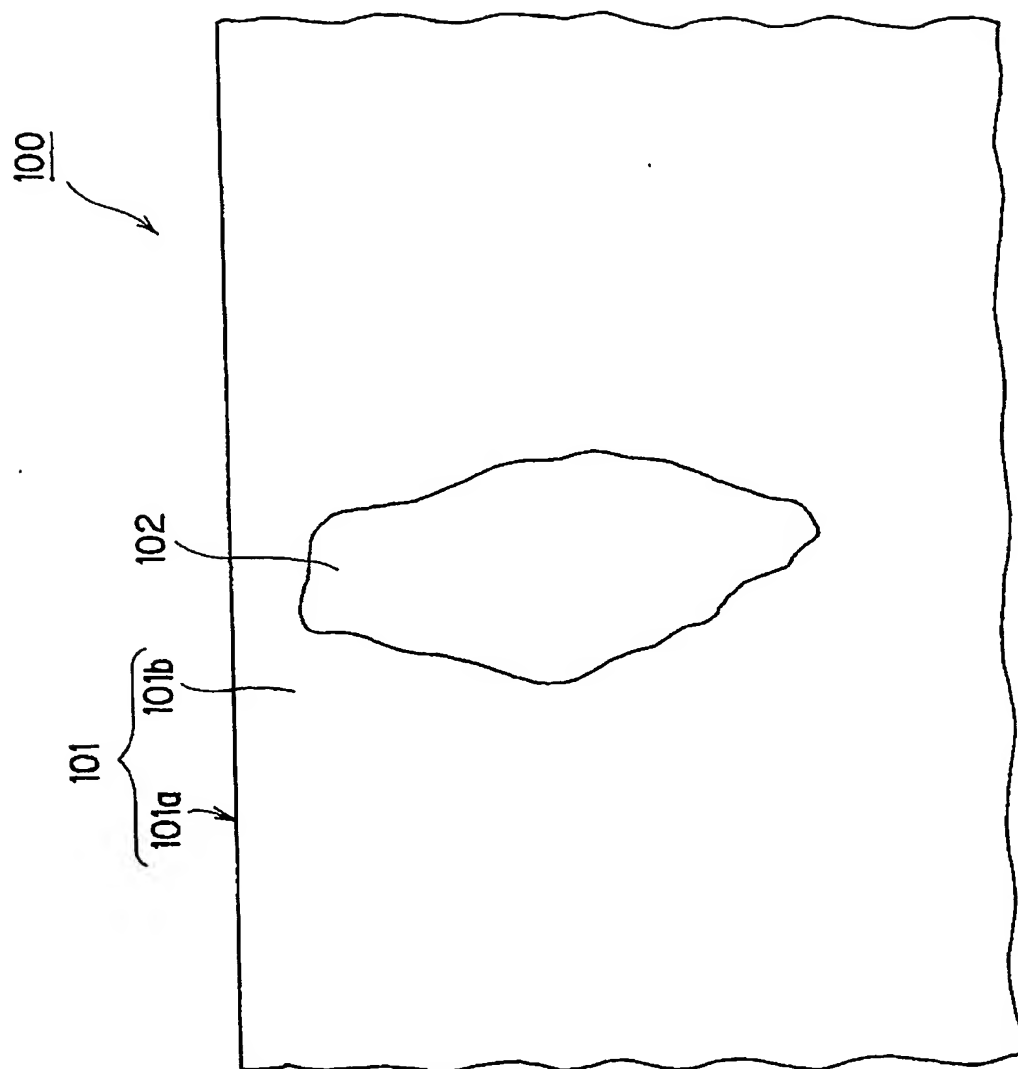
【書類名】 図面
【図 1】



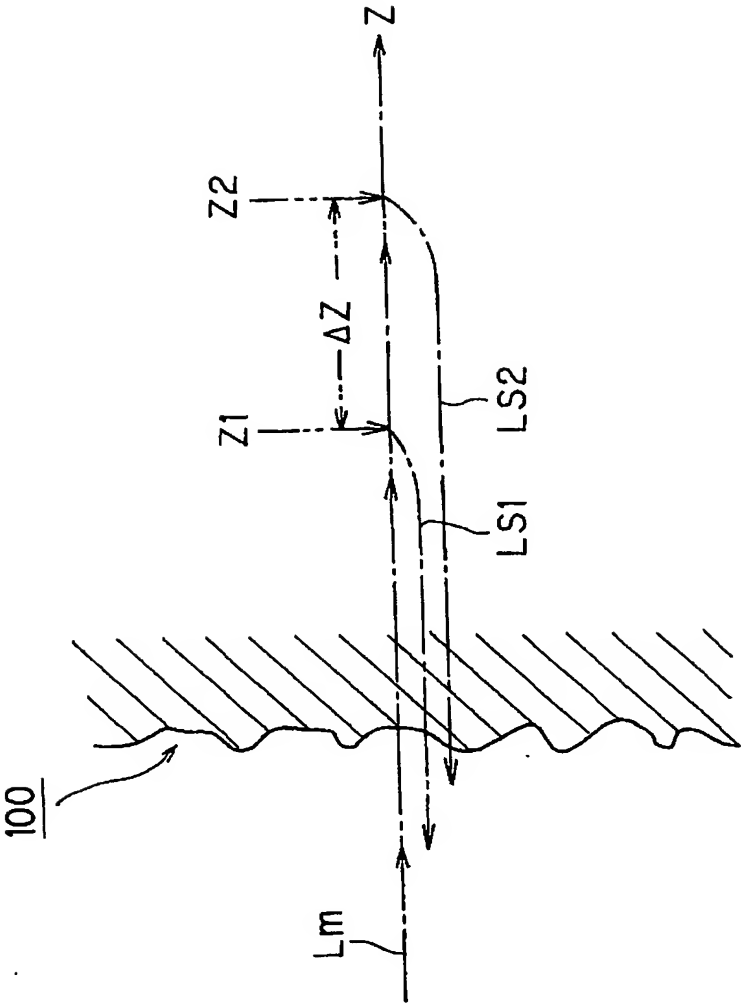
【図 2】



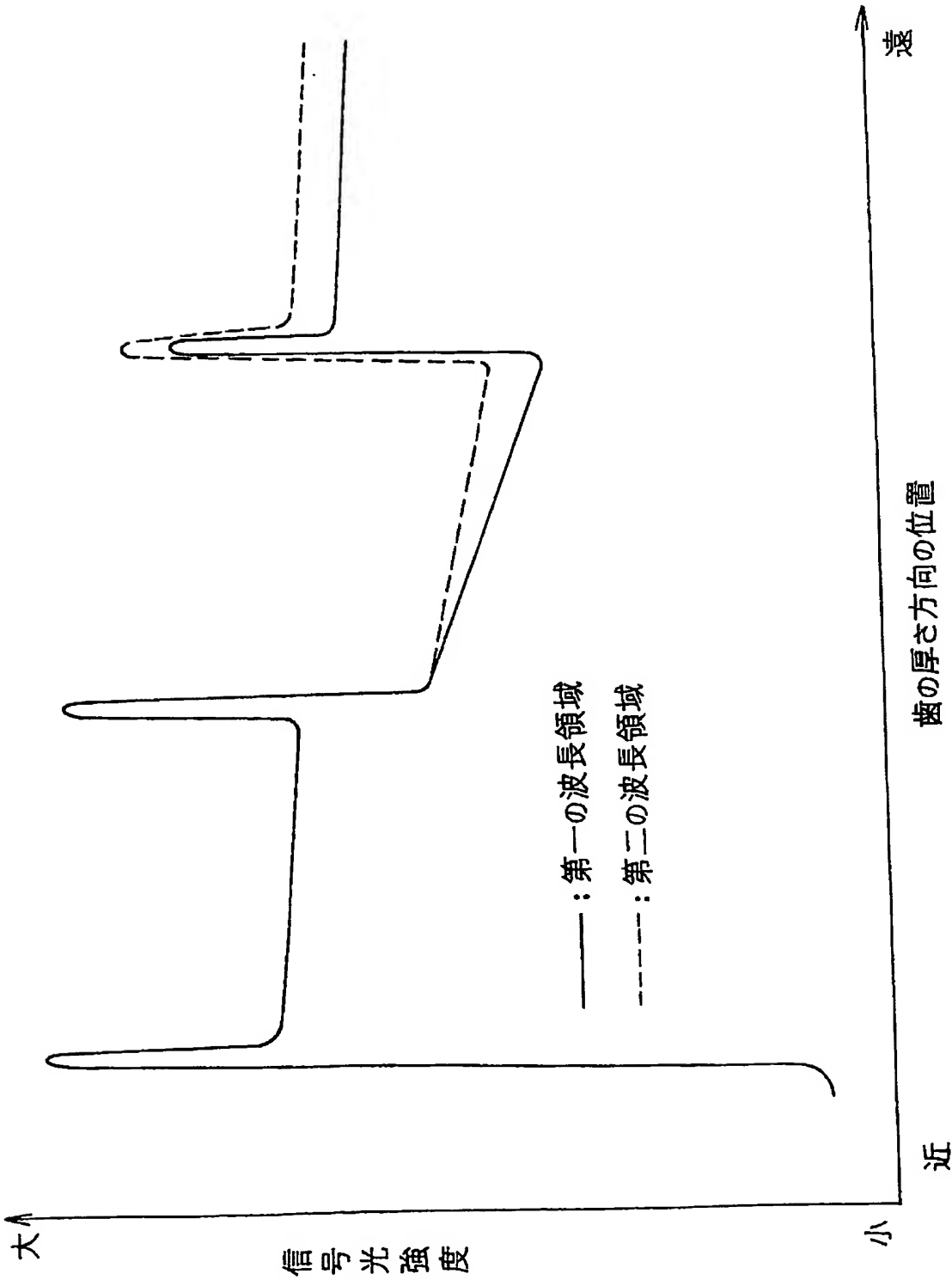
【図 3】



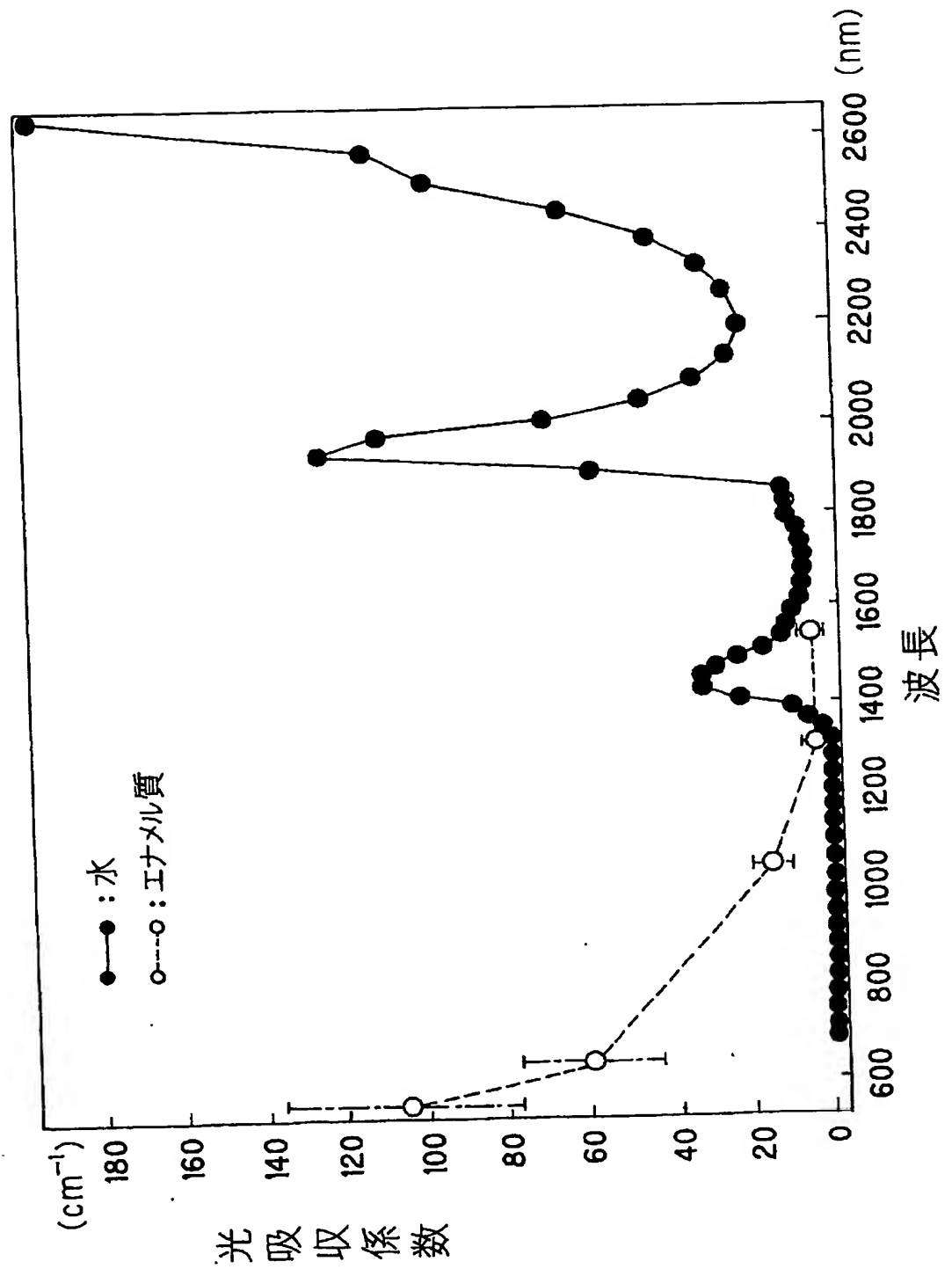
【図 4】



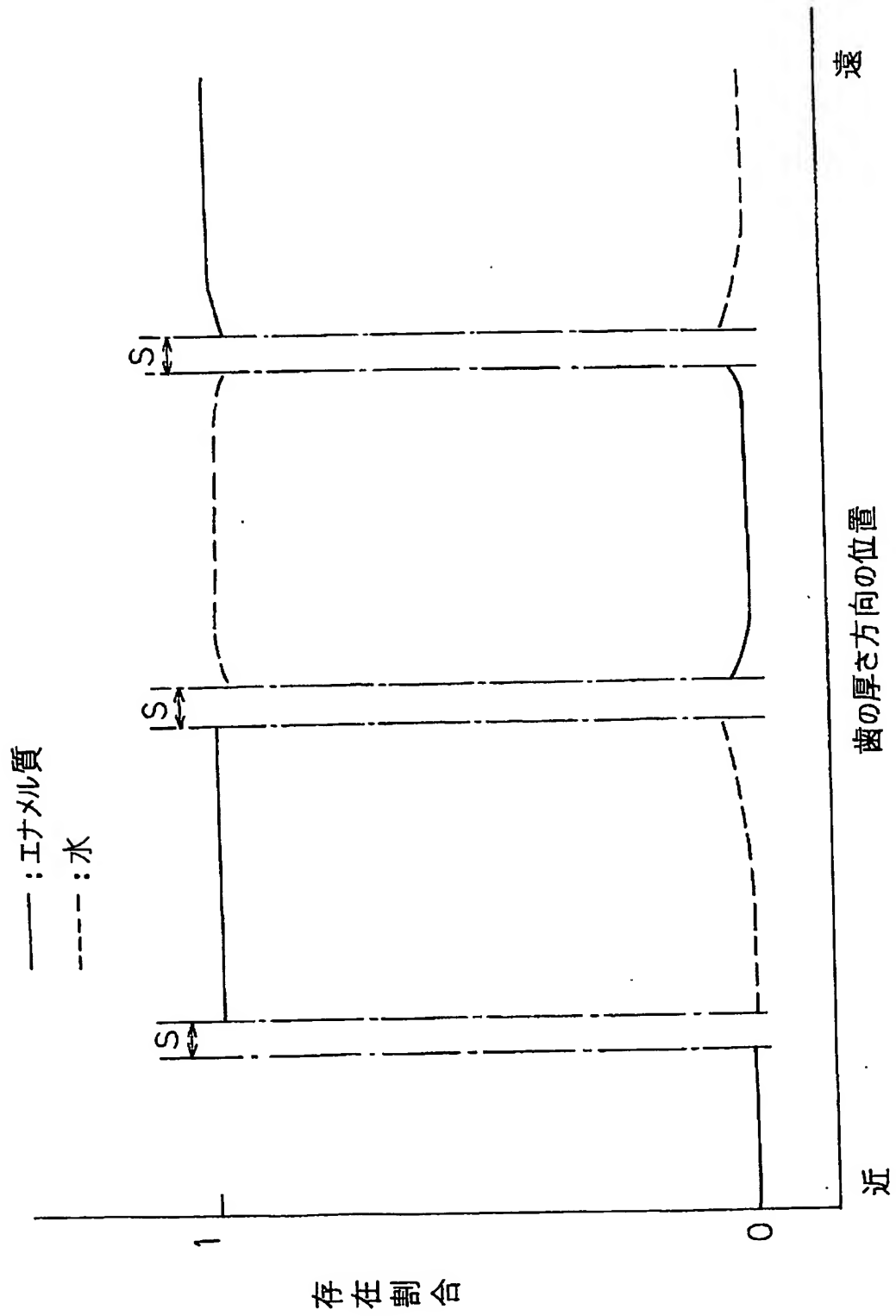
【図5】



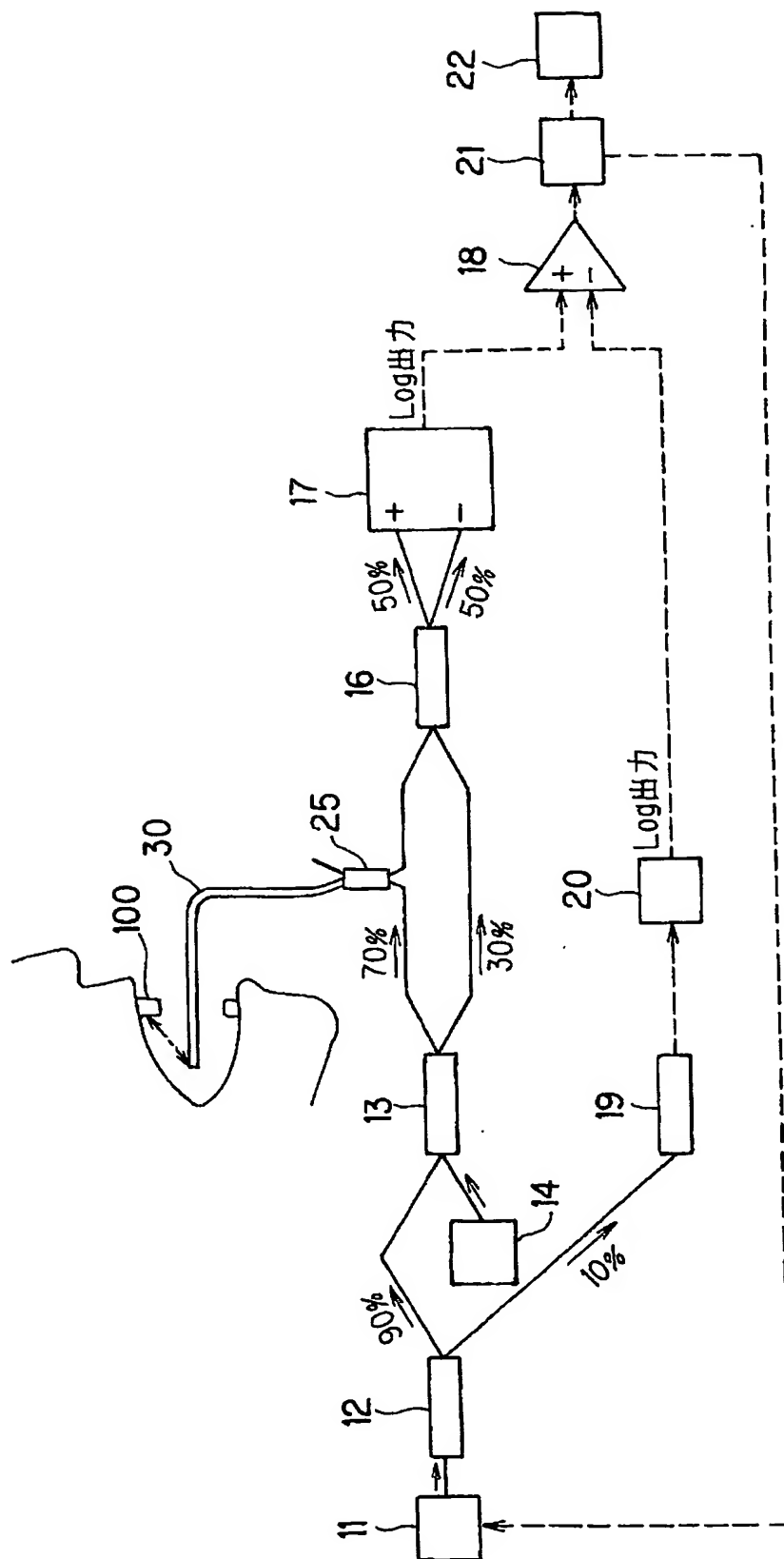
【図 6】



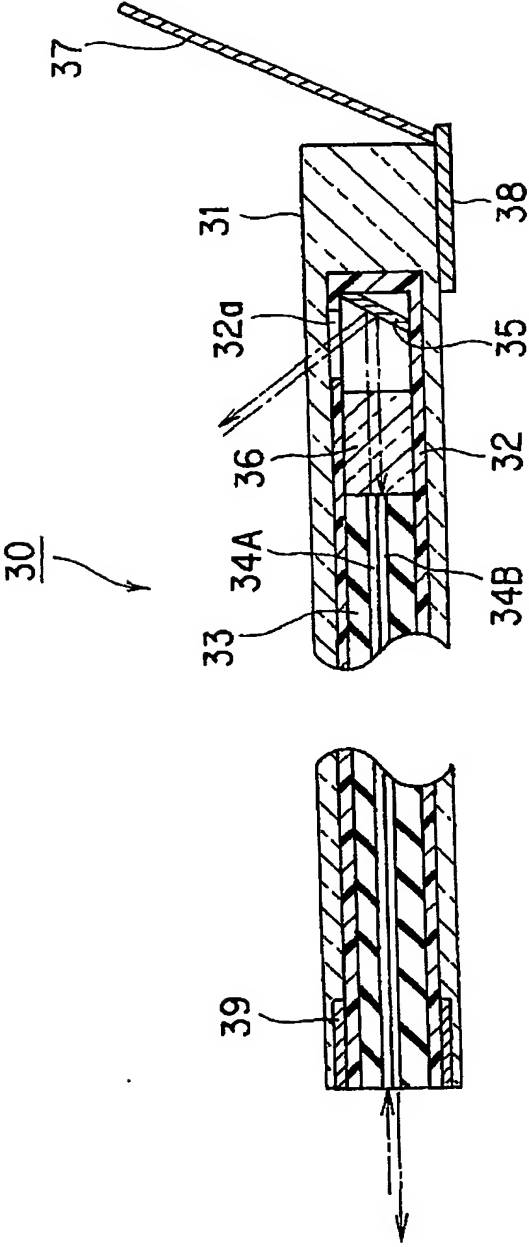
【図 7】



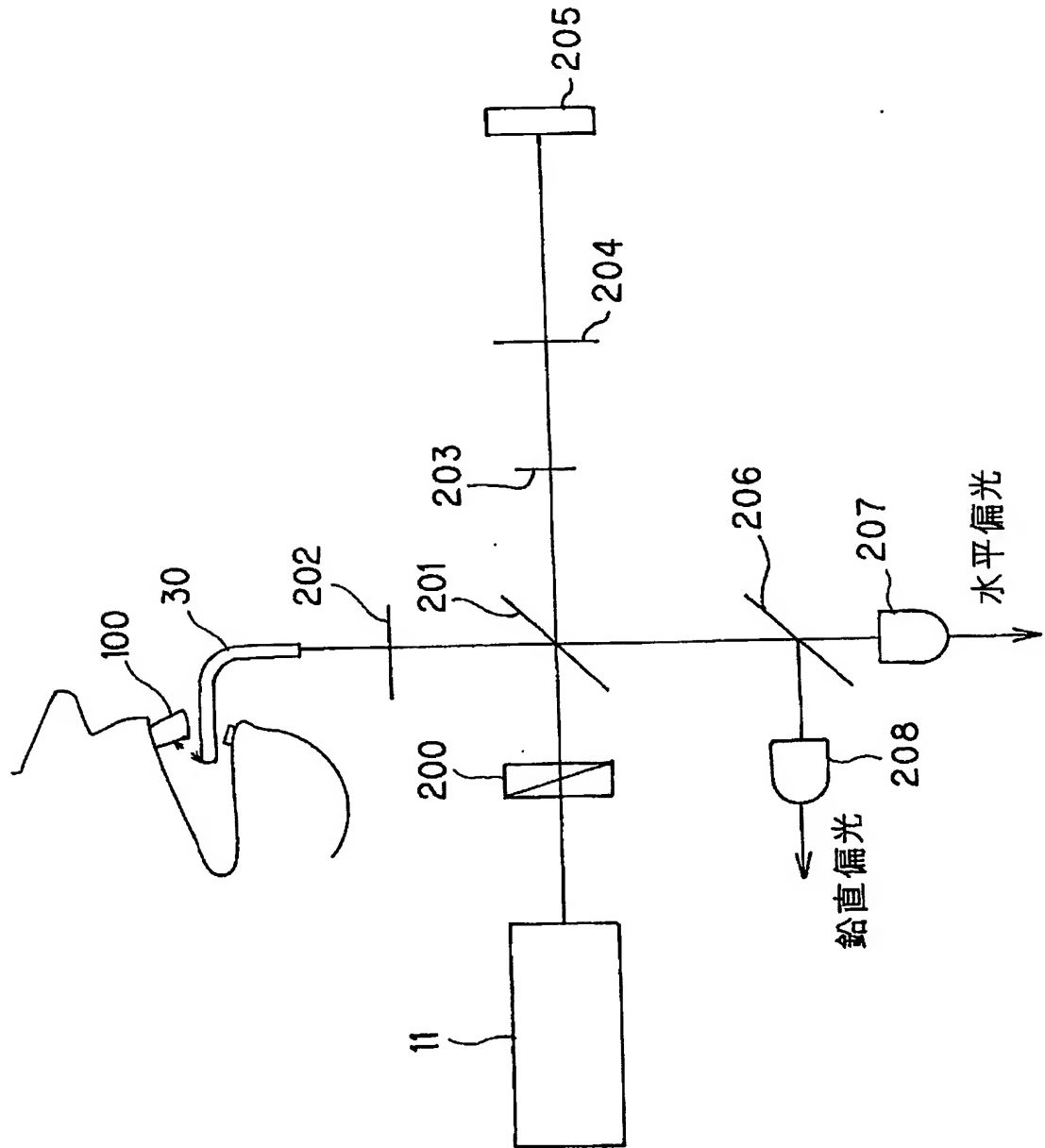
【図8】



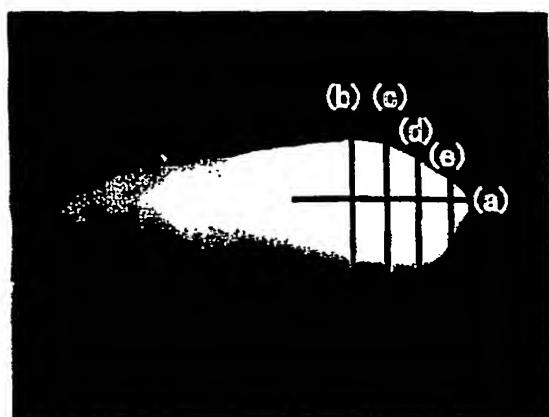
【図 9】



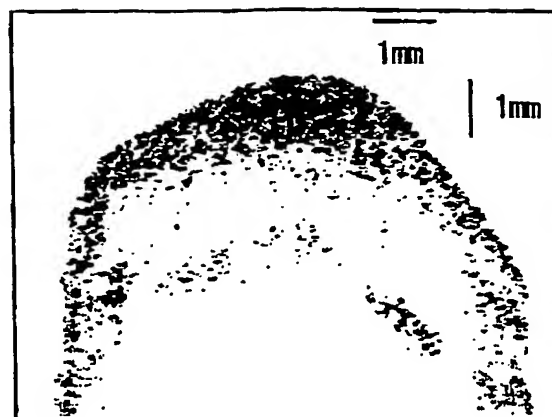
【図 10】



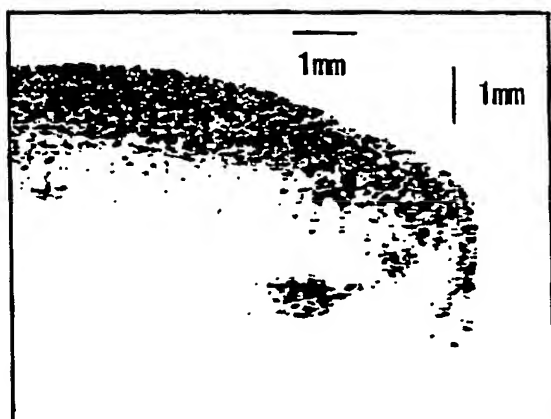
【図11】



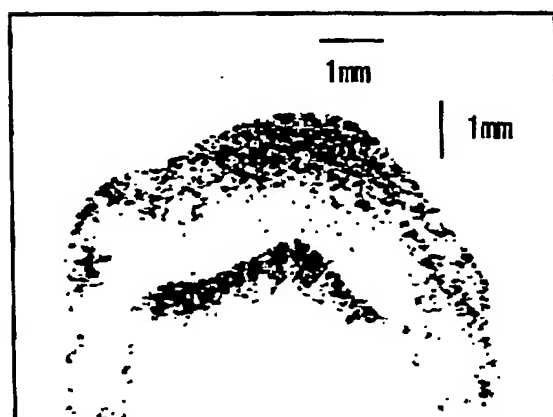
(P)



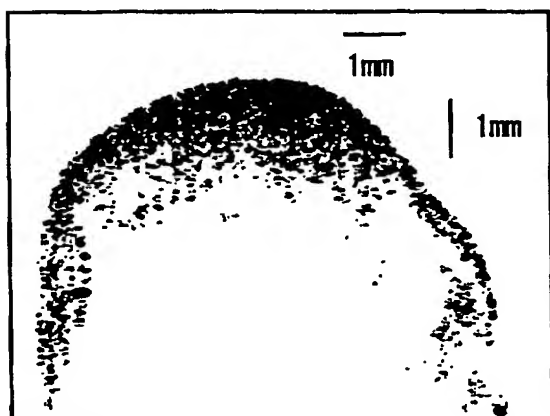
(C)



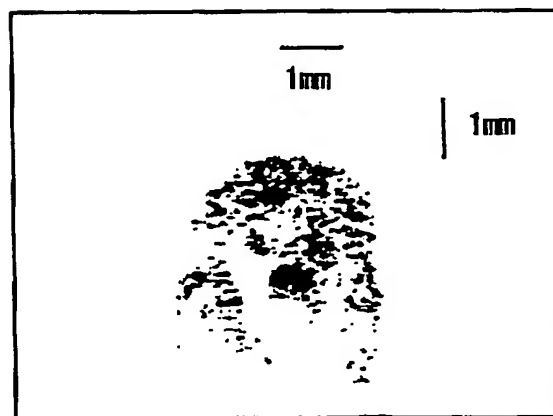
(A)



(D)

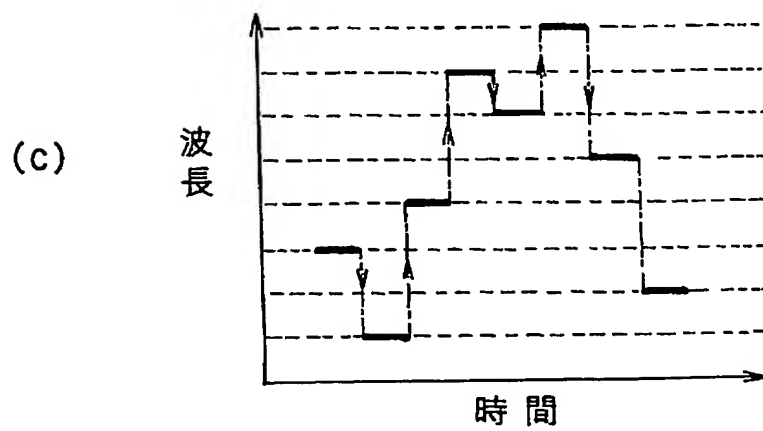
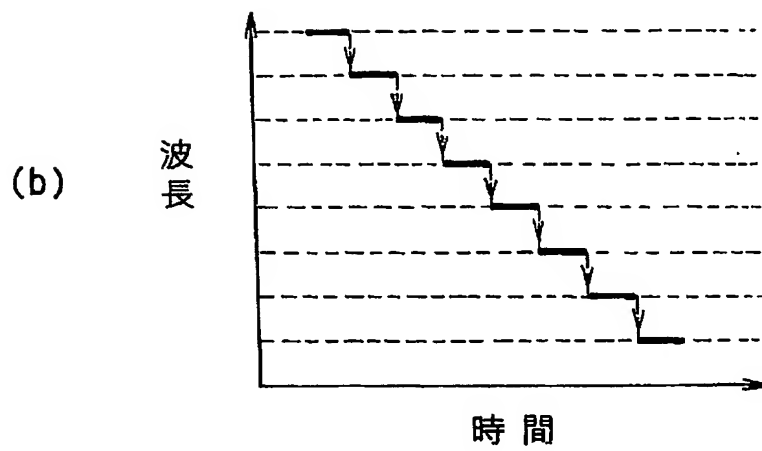
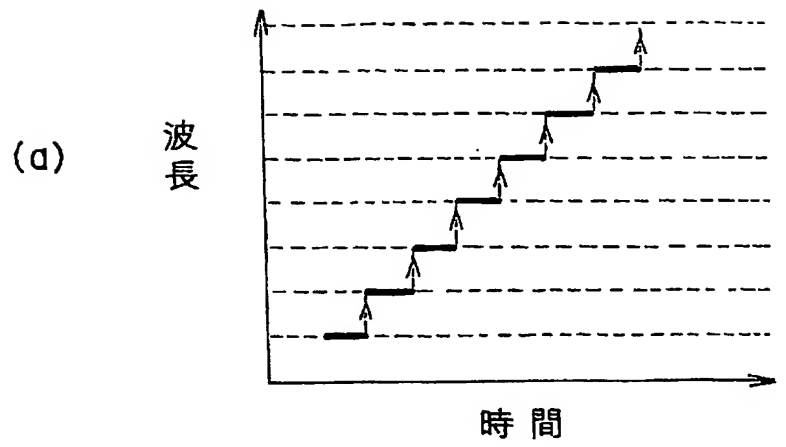


(B)



(E)

【図 12】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 微小な病変も容易に検知できる歯の光干渉トモグラフィー装置を提供する。

【解決手段】 可変波長光発生装置 11 と、可変波長光発生装置 11 からの光を測定光と参照光とに分割する第二のカプラ 13 と、第二のカプラからの測定光を口腔内の歯 100 に照射すると共に、歯 100 から反射した信号光を捕捉するプローブ 30 等と、信号光と参照光とを合波する第三のカプラ 16 と、可変波長光発生装置 11 からの光を目的とする波長領域となるように可変波長光発生装置 11 を制御すると共に、可変波長光発生装置 11 から発生させた光の波長領域及び信号光の強度に基づいて、歯 100 の特性を求める演算制御装置 21 等とを備えると共に、演算制御装置 21 が、異なる複数の波長領域の光を発生させるように可変波長光発生装置 11 を制御すると共に、信号光の強度を各波長領域ごとに求めることにより、歯 100 の特性を求める。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 4 - 2 0 2 9 5 6

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 4 2 2 6]

1. 変更年月日

1 9 9 9 年 7 月 1 5 日

[変更理由]

住所変更

住 所

東京都千代田区大手町二丁目 3 番 1 号

氏 名

日本電信電話株式会社

特願 2004-202956

出願人履歴情報

識別番号

[598041566]

1. 変更年月日
[変更理由]

住所
氏名

1998年 3月30日
新規登録
東京都港区白金5丁目9番1号
学校法人北里学園

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.